

Method for recognition of natural skin, based on the properties of visible and near visible light scattered from the skin surface, thus increasing the security of biometric fingerprint identification

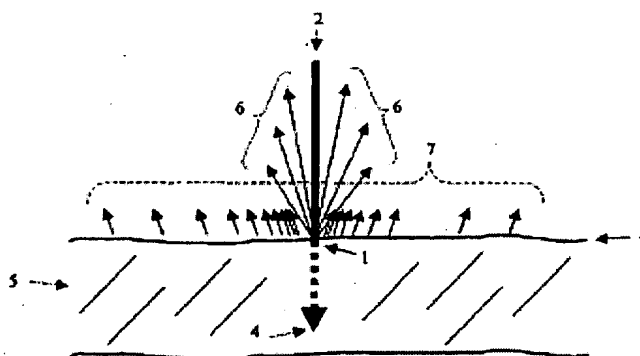
Patent number: DE10128717
Publication date: 2002-12-19
Inventor: GILENKO MARK (DE); EINIGHAMMER HANS (DE)
Applicant: TST TOUCHLESS SENSOR TECHNOLOG (DE)
Classification:
- **International:** G06K9/00
- **European:** G06K9/00A1
Application number: DE20011028717 20010613
Priority number(s): DE20011028717 20010613

Also published as:

WO02101668 (A3)
WO02101668 (A2)
EP1395959 (A3)
EP1395959 (A2)

Abstract of DE10128717

Method for recognition of natural skin (5) in which the skin surface (4) is illuminated with visible or near-visible light so that the light that enters into the skin and is then scattered outwards again is detected by a detector. The signal measured by the detector is compared with stored data in order to determine if the skin and skin surface are natural. The invention also relates to a corresponding device.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 101 28 717 A 1**

⑤1 Int. Cl.7:
G 06 K 9/00

②1 Aktenzeichen: 101 28 717.8
②2 Anmeldetag: 13. 6. 2001
④3 Offenlegungstag: 19. 12. 2002

DE 101 28 717 A 1

⑦1 Anmelder:
TST-Touchless Sensor Technology AG, 89231
Neu-Ulm, DE

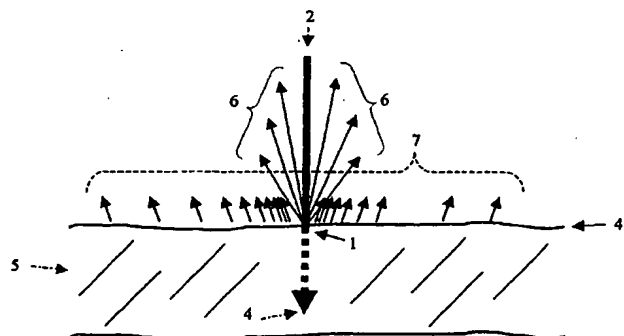
⑦4 Vertreter:
Fay und Kollegen, 89073 Ulm

⑦2 Erfinder:
Gilenko, Mark, Dr., 89075 Ulm, DE; Einighammer,
Hans, Dr., 40225 Düsseldorf, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤4 Verfahren und Vorrichtung zur Erkennung natürlicher Haut

⑤7 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erkennung natürlicher Haut (5), bei dem die Hautoberfläche (4) mit Licht aus dem sichtbaren oder angrenzenden Bereich an einer Einstrahlungsstelle (1) beleuchtet wird, bei dem der Teil des an der Einstrahlungsstelle (1) durch die Hautoberfläche (4) eintretenden, in der Haut (5) gestreuten und aus der Hautoberfläche (4) wieder austretenden Lichtes als Streulicht (7) an einer Detektionsstelle (9) mit einem Detektor (20) detektiert wird, und bei dem das von dem Detektor (20) erfaßte Signal einem Komparator zugeführt und mit hinterlegten Daten verglichen wird. Gegenstand der Erfindung ist weiterhin eine Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens.



DE 101 28 717 A 1

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erkennung natürlicher Haut sowie eine Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens.

[0002] Bei der Berechtigungskontrolle hinsichtlich des Zuganges zu geschlossenen Systemen, wie diese beispielsweise durch Raumkomplexe oder Datennetze gegeben sein können, werden in verstärktem Umfang biometrische Kontrollen zur Identifizierung des Zugangsberechtigten durchgeführt, da bei den individuellen biometrischen Eigenschaften eines Individuums im Gegensatz zur Verwendung von Paßwörtern oder Schlüsseln keine Gefahr besteht, daß diese verlorengehen oder weitergegeben werden können. In der Praxis hat es sich bewährt, die Papillarlinienmuster an den Handinnenflächen oder den Fingerkuppen als biometrisches, bei jedem Individuum unterschiedliches und unveränderliches Merkmal zu benutzen, wobei Verfahren bekannt sind, mit denen diese Papillarlinienmuster berührungslos optisch erfaßt werden. Bei diesen Messungen wird das Papillarlinienmuster als solches ausgewertet, also die Topologie der Hautoberfläche oder anders formuliert, das Muster des durch die Papillarleisten gebildeten Reliefs. Dabei besteht das Problem, daß bei Kenntnis des Papillarlinienmusters die Meßapparatur zur Erfassung der biometrischen Daten im Prinzip getäuscht werden kann mittels Falschvorlagen, die eine Nachbildung des Papillarlinienmusters entsprechend der dreidimensionalen Originalvorlage aufweisen und die beispielsweise denkbar sind in Form von zweidimensionalen Nachbildungen, dreidimensionalen Nachbildungen oder Überzügen auf natürlichen Fingern.

[0003] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren anzugeben, mit dem die Sicherheit biometrischer Verfahren zur Kontrolle der Zugangsberechtigung, insbesondere solcher mit Auswertung von Papillarlinienmustern, gegen Täuschungsversuche verbessert werden kann. Aufgabe der Erfindung ist weiterhin, eine Vorrichtung bereitzustellen, mit der dieses Verfahren ausgeführt werden kann.

[0004] Diese Aufgabe wird bezüglich den das Verfahren betreffenden Teil nach der Erfindung gelöst durch ein Verfahren zur Erkennung natürlicher Haut, bei dem die Hautoberfläche mit Licht aus dem sichtbaren oder angrenzenden Bereich an einer Einstrahlungsstelle beleuchtet wird, bei dem der Teil des an der Einstrahlungsstelle durch die Hautoberfläche eintretenden, in der Haut gestreuten und aus der Hautoberfläche wieder austretenden Lichtes als Streulicht an einer Detektionsstelle mit einem Detektor detektiert wird, und bei dem das von dem Detektor erfaßte Signal einem Komparator zugeführt und mit hinterlegten Daten verglichen wird.

[0005] Dieses Verfahren bietet den Vorteil, daß optische Eigenschaften der natürlichen Haut durch Messung des Streulichts überprüft werden, wodurch eine Vielzahl von Betrugsmöglichkeiten der eingangs genannten Art ausgeschlossen werden können. Dazu wird die Haut an der Einstrahlungsstelle mit einem Lichtstrahl beleuchtet, der zu einem Teil an der Oberfläche diffus reflektiert wird. Der verbleibende Teil des Lichtstrahls dringt in das Gewebe der Haut ein und wird in diesem Volumen durch Vielfachstreuung verteilt, wobei ein Bruchteil dieses Streulichts wieder aus der Hautoberfläche austritt und so die Haut hell erscheinen läßt. Da natürliche Haut aus komplexen organischen Strukturen aufgebaut ist und eine Vielzahl von optisch wirksamen Substanzen enthält, sind ihre optischen Eigenschaften, insbesondere hinsichtlich der Streuung (Mie- und Rayleighstreuung) und der mit Streulicht bestimmbarer Absorption nicht oder nur mit sehr hohem Aufwand zu imitieren. Vorteilhaft ist dabei, wenn die Detektionsstelle an anderer

Stelle als die Einstrahlungsstelle liegt.

[0006] Die Sicherheit des erfindungsgemäßen Verfahrens läßt sich noch dadurch steigern, daß zur Beleuchtung der Einstrahlungsstelle Licht aus einem begrenzten Spektralbereich verwendet wird, da dieser auf die optischen Eigenschaften hinsichtlich Streuung und Absorption der in der Haut vorhandenen Stoffe abgestimmt werden kann, also insbesondere zur Beleuchtung der Einstrahlungsstelle Licht aus einem Spektralbereich verwendet wird, in dem Absorption und Streuung eines natürlich in der Haut vorkommenden Naturstoffes charakteristische Werte annehmen.

[0007] Zur Verbesserung des Meßergebnisses ist weiterhin im Rahmen der Erfindung vorgesehen, daß mehrere begrenzte Spektralbereiche zur Beleuchtung der Einstrahlungsstelle verwendet werden. Günstig ist dabei, wenn Licht aus den Spektralbereichen um 600 nm und um 800 nm zur Beleuchtung der Einstrahlungsstelle verwendet wird, da zwischen diesen Wellenlängen sowohl ein großer Absorptionssprung des Hämoglobins als auch ein Absorptionsabfall des Hautfarbstoffes Melanins erfaßt werden kann und außerdem bei den beiden Wellenlängen die schwankende Sauerstoffsättigung des Blutes keinen Einfluß auf die Messung hat. Ein weiterer vorteilhafter begrenzter Spektralbereich zur Beleuchtung der Haut an der Einstrahlungsstelle liegt bei etwa 1250 nm, wobei bei dieser Wellenlänge im wesentlichen der Wassergehalt des Gewebes das Meßergebnis bestimmt.

[0008] Ganz besonders bevorzugt ist eine Ausführungsform, die dadurch gekennzeichnet ist, daß das Streulicht an mehreren räumlich unterschiedlichen Detektionsstellen detektiert wird, insbesondere wenn die Detektionsstellen einen unterschiedlichen Abstand zur Einstrahlungsstelle aufweisen. Da die Intensität des Streulichts mit wachsender Entfernung von der Einstrahlungsstelle nach einer bestimmten Funktion, hier "Streuungsfunktion" genannt, abfällt, die neben der Abhängigkeit von der Entfernung auch eine Abhängigkeit von der Wellenlänge des eingestrahnten Lichtes aufweist, besteht bei diesem Verfahren die Möglichkeit der strengen Kontrolle, ob die beleuchtete Probe hinsichtlich ihrer Streufunktion mit der natürlichen Haut übereinstimmt, wobei nach derzeitigem Erkenntnisstand es unmöglich ist, diese Streufunktion künstlich präzise nachzubilden und das zur Annäherung an diese Streufunktion verwendete Material zusätzlich noch mit der zur weiteren Nachbildung des Papillarlinienmusters notwendigen Oberflächenprofilierung zu versehen.

[0009] Wenn die Intensität des Lichtes zeitlich moduliert wird, so daß Wechsellicht zur Anwendung kommt, ist das Verfahren unempfindlich gegen Umgebungs-Störlicht, das durch einfache herkömmliche Maßnahmen wie z. B. Abschirmung häufig nicht völlig eliminiert werden kann.

[0010] Gleichfalls ist die Möglichkeit gegeben, daß das Streulicht von der Detektionsstelle über einen Lichtleiter dem Detektor zugeführt wird.

[0011] Weiterhin im Rahmen der Erfindung bevorzugt ist es, wenn die Einstrahlungsstelle einem Finger oder der Handoberfläche eines Menschen zugeordnet und zugleich optisch berührungslos mit einem Papillarliniensensor die charakteristischen Papillarlinienmuster erfaßt werden. Der große Vorteil ist der weitergehende Schutz gegen Täuschungsversuche, da die beiden Messungen zur Erfassung des Papillarlinienmusters und des Streuverhaltens natürlicher Haut praktisch an derselben Stelle und nahezu zeitgleich erfolgen und somit keine Möglichkeiten bestehen, zwischen den beiden Messungen die Meßprobe zu verschieben oder auszutauschen.

[0012] Der die Vorrichtung betreffende Teil der Aufgabe wird nach der Erfindung dadurch gelöst, daß eine Licht-

quelle zur Beleuchtung der Hautoberfläche an der Einstrahlungsstelle, ein Detektor zur Detektion des an der Detektionsstelle emittierten Streulichtes und einer als Komparator fungierenden Datenverarbeitungseinheit, insbesondere ein Mikroprozessor, vorgesehen sind, und daß die Lichtquelle auf der Haut ein einem angenäherten oder vollständigen Kreisring entsprechendes Beleuchtungsmuster erzeugt. Diese Gestaltung dient der Verbesserung der Meßsicherheit durch Mittelwertbildung über Gewebsinhomogenitäten und der Erzeugung genügend starker Meßsignale durch Überlagerung einer größeren Anzahl gleichartiger Einzelstreulichtverteilungen.

[0013] Das dem Kreisring entsprechende Beleuchtungsmuster wird in einfacher und daher bevorzugter Weise dadurch erzeugt, daß der Lichtquelle ein Beleuchtungsring zugeordnet ist. Bei dem dem Kreisring entsprechenden Beleuchtungsmuster hat es sich im Hinblick auf die höhere Intensität des Streulichtes in einer vorgegebenen Entfernung von der Eintrittsstelle, nämlich dem Radius R, als günstig erwiesen, wenn die Detektionsstelle dem Zentrum des Kreisringes zugeordnet ist, da so die Symmetrie der Beleuchtung zur Erzielung eines starken Meßsignales für den dem Radius R entsprechenden Abstand ausgenutzt wird.

[0014] Zur Erfassung der Streufunktion ist es günstig, wenn mehrere Lichtquellen in dem Beleuchtungsring angeordnet sind, die Licht unterschiedlicher Wellenlänge emittieren. Dabei ist es günstig, wenn die Anzahl der Lichtquellen einer Wellenlänge mit dem Streu- und Absorptionsvermögen (Streufunktion) der Haut bei dieser Wellenlänge korreliert ist, so daß Licht einer Wellenlänge, deren Streufunktion zu einer stärkeren Abschwächung der Intensität im gegebenen Abstand führt, mit einer höheren, über den Beleuchtungsring gemittelten Einstrahlungsintensität an der Einstrahlungsstelle eingestrahlt wird, um so ein ausreichendes, hinsichtlich der Intensität mit den Meßsignalen anderer Wellenlängen vergleichbares Meßsignal zu erhalten.

[0015] Alternativ besteht auch die Möglichkeit, daß der Durchmesser des ringförmigen Beleuchtungsmusters auf die von der Lichtquelle emittierte Wellenlänge und dem damit korrelierten Streu- und Absorptionsvermögen (Streufunktion) der Haut abgestimmt ist, daß also zur Erzielung einer gut meßbaren Intensität des Streulichtes nicht die Intensität des eingestrahnten Lichtes variiert wird, sondern der Abstand der Einstrahlungsstelle von der Detektionsstelle.

[0016] Dies läßt sich in besonders einfacher und daher bevorzugter Weise dadurch erreichen, daß mindestens zwei konzentrisch zueinander angeordnete Beleuchtungsringe vorgesehen sind, die Licht unterschiedlicher Wellenlängen emittieren.

[0017] Im Rahmen der Erfindung sind Leuchtdioden als Lichtquellen vorgesehen, die einen durch ein Vieleck angenäherten Kreisring darstellen und ein durch getrennte Lichtflecke angenähertes ringförmiges Beleuchtungsmuster erzeugen. Die Einschränkung der Kreisannäherung wird dadurch überwunden, daß der Beleuchtungsring durch ein totalreflektierendes Rohrstück aus einem optischen Werkstoff gebildet ist. Auf dessen einen Seite kann das Licht eingekoppelt werden, das das Rohrstück durchläuft und dabei zwischen den Wandungen des Rohrstücks mehrfach reflektiert wird, sich so gleichmäßig über dem Umfang verteilt und so zu einem gleichmäßig ausgeleuchteten Kreisring mit entsprechendem Beleuchtungsmuster führt. Dabei kann die Oberfläche auf der Austrittsseite des Rohrstückes angeraut sein.

[0018] Möglich ist weiterhin, daß Laser als Lichtquellen verwendet werden. Vorgesehen ist weiterhin eine Linse zur Abbildung der Lichtquelle auf die Haut. Um die Empfindlichkeit der Meßapparatur gegenüber einer Defokussierung

zu mindern bzw in einem gewissen Tiefenschärfebereich fehlerfrei Meßwerte zu erhalten, ist einer zentralen Bohrung der Linse der Detektor zugeordnet, also eine koaxiale Meßanordnung gewählt.

[0019] Eine kompakte Bauform der Vorrichtung wird erreicht, indem ein Spiegel im Strahlengang zwischen den Lichtquellen und der der Abbildung des Beleuchtungsmusters auf die Haut dienenden Linse angeordnet ist, der den Strahlengang so umlenkt, daß die Linse benachbart zum oder im Inneren des Rohrstücks angeordnet ist.

[0020] Die Erzeugung eines Beleuchtungsmusters ist auch mittels einer herkömmlichen Projektoranordnung, bestehend aus der Lichtquelle, Kondensor, Projektionsmüstervorlage und Objektiv, möglich, mit dem die Einstrahlungsstelle ausgeleuchtet wird. Weiterhin sind Laser-Musterprojektoren, wie z. B. Laserdioden-Kreisprojektoren vorteilhaft.

[0021] Günstig ist es gleichfalls, wenn ein Lichtleiter zur Zuführung des Streulicht zum Detektor vorgesehen ist, insbesondere wenn der Lichtleiter flexibel ausgeführt ist und so zu dem an beliebiger Stelle, auch außerhalb des Strahlengangs plazierten Detektor geführt werden kann.

[0022] Wenn bei anspruchsvollen technischen Lösungen für Anwendungsfälle mit hohen Sicherheitsanforderungen mit relativ vielen diskreten Wellenlängen gemessen werden muß, wird der technische Aufwand sehr groß, dies mit einer entsprechend hohen Anzahl von Lichtquellen und Beleuchtungsringen zu realisieren. Erfindungsgemäß ist dann im Strahlengang vor dem Detektor ein Spektrometer, beispielsweise ein Gitterspektrometer einfacher und damit kostengünstiger Bauart angeordnet, das die wellenlängenabhängige Auswertung der Streulichtintensität ermöglicht. Vorteilhaft ist dann, wenn der Detektor durch ein Photodioden-Array (PDA) oder ein Charged-Coupled-Device (CCD) gebildet ist. Vorgesehen ist weiterhin ein Helligkeitssensor zur Überwachung der Helligkeit der Lichtquelle, z. B. eine Monitor-Meßdiode, woraus sich auch die Möglichkeit einer Konstantregelung ergibt.

[0023] Im Rahmen der Erfindung ist es vorteilhaft, wenn die Einstrahlungsstelle einem Finger oder der Handinnenfläche eines Menschen zugeordnet ist und zugleich optisch berührungslos mit einem Papillarliniensensor die charakteristischen Linienmuster erfaßt werden, da so die Integration der Kontrolle der Zugangsberechtigung mit der Kontrolle hinsichtlich der Täuschungsversuche in einer Vorrichtung erfolgt. Insbesondere ergeben sich Vorteile, weil die beiden berührungslos durchzuführenden Messungen hinsichtlich der Lebenderkennung und der biometrischen Identifizierung quasi zeitgleich erfolgen bei enger räumlicher Kopplung der Meßgebiete.

[0024] Übereinstimmende räumliche Meßgebiete sind erreichbar, wenn ein Strahlteiler zur Einblendung des von der Lichtquelle erzeugten und des zu messenden Streulichtes in den objektseitigen Strahlengang des Papillarliniensensors vorgesehen ist.

[0025] Möglich und bevorzugt ist es gleichfalls, wenn der Detektor durch die Kamera des Papillarliniensensors gebildet ist, wobei die Kamera zur Aufnahme des von der Detektionsstelle abgestrahlten Streulichtes vorgesehen ist. Bei Benutzung der Kamera als Papillarliniensensor ist es auch vorteilhaft, wenn zusätzlich zum Meßfleckenbild auch das Beleuchtungsmuster auf der Haut mit aufgenommen und im Bild gemessen wird. In diesem Fall tritt die mit Volumenstreuung überlagerte Streuung an der Oberfläche der Einstrahlungsstelle als Referenzgröße auf und eine Stabilisierung oder Kontrolle der Lichtquelle ist nicht unbedingt erforderlich.

[0026] Günstig bei Benutzung der Kamera des Papillarliniensensors ist es weiterhin, wenn im Beleuchtungsstrahlen-

gang des Streulichtsensors und vor der Kamera jeweils in gekreuzter Stellung ein Polarisationsfilter angeordnet ist, da so bei der Erfassung der Papillarlinienmuster Glanzeffekte vermieden werden können. Es bietet sich an und ist vorteilhaft, als Papillarliniensensor den in DE 198 18 229 A1 beschriebenen Sensor zu benutzen, da hierbei ohnehin ein Polarisationsfilter vor der Kamera vorgesehen ist und eine photometrische Auswertung des Meßfleckbildes möglich ist.

[0027] Eine einfache und raumsparende Beleuchtungsanordnung kann realisiert werden, wenn daß der Linse eine zentrale kreisförmige Abblendung zugeordnet ist, und wenn mehrere Lichtquellen in unterschiedlichen Abständen auf der optischen Achse angeordnet sind. Hierbei wird ausgenutzt, daß eine gewisse Unschärfe des Beleuchtungsmusters auf der Haut nicht störend ist, so daß durch diesen Aufbau in einfacher Weise ein Mehrzahl von Ringbildern erzeugt wird, wobei lediglich zu beachten ist, daß die Abblendung gegenüber der Meßkamera bzw dem Detektor genügend groß ist. [0028] Im folgenden wird die Erfindung an in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert; es zeigen:

[0029] Fig. 1 eine schematische Darstellung der Vorgänge beim Beleuchten von Haut,

[0030] Fig. 2 eine grafische Darstellung der Intensität des Streulichts in Abhängigkeit des Abstandes r der Detektionsstelle von der Einstrahlungsstelle, dargestellt für drei unterschiedliche Wellenlängen,

[0031] Fig. 3 eine der Fig. 2 entsprechende Darstellung der Überlagerung zweier Streufunktionen von im Abstand $2R$ angeordneten Einstrahlungsstellen,

[0032] Fig. 4 eine schematische Darstellung des Kreisringes mit der im Zentrum angeordneten Detektionsstelle,

[0033] Fig. 5 eine schematische Darstellung des Aufbaus der erfindungsgemäßen Vorrichtung mit in unterschiedlichen Beleuchtungsringen angeordneten Lichtquellen unterschiedlicher Wellenlängen,

[0034] Fig. 6 eine zu Fig. 5 vergleichbare Darstellung einer alternativen, totalreflektierende Rohrstücke nutzenden Ausführungsform,

[0035] Fig. 7 eine der Fig. 5 entsprechende Darstellung einer nochmals anderen Ausführungsform mit einem Lichtleiter und einem integrierten Bauteil zur Detektion und Auswertung der Streufunktion mittels Komparator,

[0036] Fig. 8 eine der Fig. 5 entsprechende Darstellung mit der Verwendung eines Spiegels im Beleuchtungsstrahlengang zur Verkürzung der Bauform,

[0037] Fig. 9 einen einfachen Aufbau zur Erzeugung mehrerer Ringmuster unter Verwendung einer Abblendung, und [0038] Fig. 10 eine alternative Anordnung der Lichtquellen und des Detektors zur Zusammenwirkung mit einer Vorrichtung zur Erfassung der Papillarlinien eines Fingers.

[0039] In Fig. 1 ist vereinfacht die Entstehung des Streulichts 7 dargestellt, wenn an der Einstrahlungsstelle 1 ein Lichtstrahl 2 einer bestimmten Intensität und Wellenlänge eingestrahlt wird. Ein Teil dieses Lichtstrahles 2 wird an der Oberfläche 4 der Haut 5 diffus reflektiert, wodurch das Lichtbündel 6 entsteht. Der andere Teil des Lichtstrahls 2 tritt durch die Oberfläche 4 hindurch in das Gewebe der Haut 5 ein und verteilt sich dort durch Vielfachstreuung. Ein Bruchteil dieses in der Haut 5 gestreuten Lichtes tritt aus der Hautoberfläche 4 als sichtbares Streulicht 7 wieder aus, wobei die Intensität dieses Streulichtes 7 in charakteristischer Weise gemäß der Streufunktion S von dem Abstand der Austrittsstelle von der Einstrahlungsstelle 1 sowie der Wellenlänge des eingestrahnten Lichtes abhängt. Diese zu einer Streufunktion S führende gesetzmäßige Abhängigkeit, verursacht durch die optischen Materialeigenschaften der Haut 5, ist in Fig. 2 für 3 unterschiedliche Wellenlängen schema-

tisch dargestellt. Zur Erzielung eines ausreichend großen Signal-Rausch-Verhältnisses und zur Mittelwertbildung über Gewebseininhomogenitäten wird das Licht in einem einem Kreisring entsprechenden Beleuchtungsmuster 8 auf die Haut 5 eingestrahlt, so daß die Einstrahlungsstelle 1 die Form dieses Kreisringes hat. Die Detektionsstelle 9 ist dabei dem Zentrum dieses Kreisringes zugeordnet, wie dies in Fig. 4 dargestellt wird. Dieses Beleuchtungsmuster in Form eines Kreisringes führt zu einer Überlagerung sämtlicher Streufunktionen, die sich ergeben, wenn man die in Fig. 3 dargestellten Streufunktionen um eine durch deren halben Abstand gehenden Achse dreht, mit dem Ergebnis, daß im Zentrum eine relativ große Intensität zur Verfügung steht.

[0040] Fig. 5 zeigt den apparativen Aufbau, mit dem das Verfahren zur Erkennung natürlicher Haut 5 durchgeführt werden kann, der in dem gezeigten Ausführungsbeispiel gleichmäßig über den Umfang zweier konzentrisch zueinander angeordneter Kreise angeordnete Lichtquellen 10, 11 unterschiedlicher Wellenlänge aufweist, wobei dem inneren Kreis die Lichtquellen 10 zugeordnet sind, die Licht erzeugen, dessen Streufunktion S stärker abfällt, z. B. relativ kurzwelliges sichtbares oder relativ langwelliges infrarotes Licht.

[0041] Nach einem nicht in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiel ist es alternativ möglich, die Lichtquellen 10, 11 unterschiedlicher Wellenlängen auf einem einzigen Kreis anzuordnen, wobei in diesem Fall das Zahlenverhältnis der Lichtquellen 10, 11 der Streufunktion S angepaßt ist, also z. B. mehr kurzwellige als langwellige Lichtquellen 10, 11 für sichtbares Licht verwendet werden.

[0042] Das von den Lichtquellen 10, 11 emittierte gebündelte, durch Pfeile 12 angedeutete Licht ist auf eine Linse 13 gerichtet, die die Lichtquellen 10, 11 als Elemente 3 der Beleuchtungsringe auf die Haut 5 abbildet. Das an der Detektionsstelle 9 austretende Streulicht 7 wird mit einer kleinen Meßkamera 14 gemessen, die sich in einer zentralen Bohrung der Linse 13 befindet, wobei die Meßkamera 14 aus dem Objektiv 25 sowie einem Detektor 20 am Ort des Meßfleckbildes besteht.

[0043] Das Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 6 unterscheidet sich von dem aus Fig. 5 hinsichtlich der Gestaltung der Beleuchtung. Bei diesem Ausführungsbeispiel sind die Lichtquellen 10, 11 auf die Eintrittsflächen zweier zusammengesteckter Rohrstücke als Beleuchtungsringe 15, 16 gerichtet, in denen das Licht aufgrund der Totalreflexion zur anderen Seite, der Austrittsfläche geleitet wird. Beispielshaft bestehen die Rohrstücke aus optischem Werkstoff wie Acrylglas. Die Austrittsflächen sind leicht aufgeraut, um so zwei annähernd gleichmäßig ausgeleuchtete ringförmige Quellen zu erzeugen, die bezüglich der Meßgenauigkeit günstiger sind als durch Lücken getrennte Ringabschnitte. Fig. 7 zeigt die Möglichkeit, den Detektor 20 nicht am Ort des Meßfleckbildes vorzusehen, sondern am Ende eines Lichtleiters 19 in einem Gehäuse 17, das sich im Inneren der Rohrstücke befindet, wobei dieses Gehäuse 17 zugleich auch die weiteren erforderlichen Bauteile zur Komplettierung der Vorrichtung beinhaltet, wie beispielsweise den Komparator, die Stromversorgung und dergl.

[0044] Das Gehäuse muß nicht zwingend im Inneren der Rohrstücke angeordnet sein. Fig. 8 zeigt die Verwendung eines flexiblen Lichtleiters 19, der zu dem an abweichender, prinzipiell an beliebiger Stelle platzierten Detektor 20 führt. Fig. 8 zeigt auch die Verwendung eines Spiegels 21 im Strahlengang zwischen den Lichtquellen 10, 11 und der Linse 13, um so eine kompaktere Bauform der Vorrichtung zu erreichen. Nicht dargestellt ist die Anordnung eines Spektrometers im Strahlengang vor dem Detektor 20, um eine wellenabhängige Auswertung der Streulichtintensität

zu ermöglichen, auch ohne spezielle Wahl der Lichtquelle 10, 11, die dementsprechend breitbandig gewählt sein kann. Gleichfalls nicht gezeigt ist die Anordnung eines Strahlteilers zur Einblendung des von der Lichtquelle 10, 11 erzeugten Lichts in den objektseitigen Strahlengang des Papillarliniensensors 24, wodurch die Messungen zur Lebenderkennung und Personenidentifikation an der identischen Stellung ausgeführt werden können, und zwar prinzipiell auch mit demselben Detektor 20, nämlich der Kamera 22 des Papillarliniensensors 24, der aus der DE 198 18 229 A1 bekannt ist und daher hier nicht im einzelnen beschrieben werden muß. Fig. 9 zeigt schematisch den vorbekannten Papillarliniensensor 24, mit dem optisch berührungslos insbesondere "Fingerabdrücke" erfaßt werden können. Das Papillarlinienmuster wird durch die Lichtquelle 10, 11 ausgeleuchtet und mit der Kamera 22 erfaßt, wobei sowohl im Beleuchtungsstrahlengang und im Detektionsstrahlengang jeweils ein Polarisationsfilter 23 angeordnet ist. Je nach Orientierung der Polarisationsfilter 23 kann das Oberhautmuster bzw. das Unterhautmuster erfaßt werden, wobei wegen Einzelheiten wiederum auf die DE 198 18 229 A1 verwiesen wird. Bei der Streulichtmessung wird nur das Licht gemessen, das mit geänderter Polarisierung gestreut wird, wozu die Einstellung der Polarisationsrichtung der Polarisationsfilter 23 ungleichsinnig gewählt wird. Das Signal der aufnehmenden Kamera 22 wird dann auch hinsichtlich der Streueigenschaften natürlicher Haut 5 ausgewertet.

[0045] Wenn man die Tatsache berücksichtigt, daß eine gewisse Unschärfe des Beleuchtungsmusters 8 auf der Haut nicht störend ist, kann die in Fig. 9 dargestellte, relativ einfache und raumsparende Beleuchtungsanordnung realisiert werden.

[0046] Die Lichtquelle 10 wird durch die Linse 13, die mit einer zentralen kreisförmigen Abblendung 27 versehen ist, wobei letztere größer als die Meßkamera 14 ist, defokussiert auf die Haut abgebildet. Wegen der wirksamen ringförmigen Pupille der Linse 13 ist das defokussierte Bild der Lichtquelle 10 ebenfalls ringförmig. Die zweite Lichtquelle 11 mit einer anderen Wellenlänge wird auf der optischen Achse vor oder hinter der ersten Lichtquelle 10 positioniert, so daß ein zweiter konzentrischer Beleuchtungsring erzeugt wird. Es können so mehrere Lichtquellen 10, 11 auf der Achse angeordnet werden, die eine entsprechende Anzahl von Ringbildern erzeugen. Die Positionen der Lichtquellen 10, 11 ergeben sich aus den gewählten Ringradien.

[0047] Die Unschärfe und die Ringbreite nehmen zwar mit wachsendem Ringradius R zu. Dies ist aber weitgehend tolerierbar und kann in die geometrischen Überlegungen zum Entwurf der Anordnung miteinbezogen werden. Es ist, was den Abstand der Lichtquellen 10, 11 betrifft, konstruktiv von Vorteil, wenn man positive und negative Defokussierungen miteinander kombiniert.

Patentsprüche

1. Verfahren zur Erkennung natürlicher Haut (5), bei dem die Hautoberfläche (4) mit Licht aus dem sichtbaren oder angrenzenden Bereich an einer Einstrahlungsstelle (1) beleuchtet wird, bei dem der Teil des an der Einstrahlungsstelle (1) durch die Hautoberfläche (4) eintretenden, in der Haut (5) gestreuten und aus der Hautoberfläche (4) wieder austretenden Lichtes als Streulicht (7) an einer Detektionsstelle (9) mit einem Detektor (20) detektiert wird, und bei dem das von dem Detektor (20) erfaßte Signal einem Komparator zugeführt und mit hinterlegten Daten verglichen wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektionsstelle (9) an anderer Stelle als

die Einstrahlungsstelle (1) liegt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß zur Beleuchtung der Einstrahlungsstelle (1) Licht aus einem begrenzten Spektralbereich verwendet wird.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß zur Beleuchtung der Einstrahlungsstelle Licht aus einem Spektralbereich verwendet wird, in dem die Absorption und/oder Streuung eines natürlich in der Haut vorkommenden Naturstoffes charakteristische Werte annimmt.

5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere begrenzte Spektralbereiche zur Beleuchtung der Einstrahlungsstelle (1) verwendet werden.

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Licht aus den Spektralbereichen um 600 nm und um 800 nm zur Beleuchtung der Einstrahlungsstelle (1) verwendet wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Licht aus dem Spektralbereich um 1250 nm zur Beleuchtung der Einstrahlungsstelle (1) verwendet wird.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß das Streulicht (7) an mehreren räumlich unterschiedlichen Detektionsstellen (9) detektiert wird.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektionsstellen (9) einen unterschiedlichen Abstand zur Einstrahlungsstelle (1) aufweisen.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Intensität des Lichtes zeitlich moduliert wird.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Streulicht (7) über einen Lichtleiter (19) dem Detektor (20) zugeführt wird.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Einstrahlungsstelle (1) einem Finger oder der Handinnenfläche eines Menschen zugeordnet und zugleich optisch berührungslos mit einem Papillarliniensensor die charakteristischen Linienmuster erfaßt werden.

13. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß eine Lichtquelle (10, 11) zur Beleuchtung der Hautoberfläche an der Einstrahlungsstelle (1), ein Detektor (20) zur Detektion des an der Detektionsstelle (9) emittierten Streulichtes (7) und eine als Komparator fungierende Datenverarbeitungseinheit, insbesondere ein Mikroprozessor, vorgesehen sind.

14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle (10, 11) auf der Haut (5) ein einem angenäherten oder vollständigen Kreisring entsprechendes Beleuchtungsmuster (8) erzeugt.

15. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtquelle (10, 11) ein Beleuchtungsring (15, 16) zugeordnet ist.

16. Vorrichtung nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektionsstelle (9) dem Zentrum des Kreisringes zugeordnet ist.

17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 14 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere Lichtquellen (10, 11) in dem Beleuchtungsring (15, 16) angeordnet sind, die Licht unterschiedlicher Wellenlänge emittieren.

18. Vorrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzahl der Lichtquellen (10, 11) einer Wellenlänge mit dem Streu- und Absorptionsver-

mögen der Haut (5) bei dieser Wellenlänge abgestimmt ist.

19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 14 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß der Durchmesser des Beleuchtungsmusters (8) auf die von der Lichtquelle (10, 11) emittierte Wellenlänge und dem damit korrelierten Streu- und Absorptionsvermögen der Haut (5) abgestimmt ist.

20. Vorrichtung nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens zwei konzentrisch zueinander angeordnete Beleuchtungsringe (15, 16) vorgesehen sind, die Licht unterschiedlicher Wellenlängen emittieren.

21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß Leuchtdioden als Lichtquellen (10, 11) vorgesehen sind.

22. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß Laser als Lichtquellen (10, 11) vorgesehen sind.

23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß der Beleuchtungsring (15, 16) durch ein totalreflektierendes Rohrstück aus einem optischen Werkstoff gebildet ist.

24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß eine Linse (13) zur Abbildung der Lichtquelle (10, 11) auf die Haut (5) vorgesehen ist.

25. Vorrichtung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, daß einer zentralen Bohrung der Linse (13) der Detektor (20) zugeordnet ist.

26. Vorrichtung nach Anspruch 24 oder 25, dadurch gekennzeichnet, daß ein Spiegel (21) im Strahlengang zwischen den Lichtquellen (10, 11) und der der Abbildung des Beleuchtungsmusters (8) auf die Haut (5) dienenden Linse (13) angeordnet ist, der den Strahlengang so umlenkt, daß die Linse (13) benachbart zum oder im Inneren des Rohrstücks angeordnet ist.

27. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 16 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß das Beleuchtungsmuster (8) mittels eines Projektors an der Einstrahlungsstelle (1) erzeugt wird.

28. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß das Beleuchtungsmuster (8) mittels eines Laser-Mustergenerators, insbesondere eines Laserdioden-Kreisprojektors erzeugt wird.

29. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 28, dadurch gekennzeichnet, daß ein Lichtleiter (19) zur Zuführung des Streulichtes (7) zum Detektor (20) vorgesehen ist.

30. Vorrichtung nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtleiter (19) flexibel ausgeführt ist und zu dem an beliebiger Stelle angeordneten Detektor (20) führt.

31. Vorrichtung nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, daß im Strahlengang vor dem Detektor (20) ein Spektrometer angeordnet ist.

32. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 31, dadurch gekennzeichnet, daß der Detektor (20) durch ein Photodioden-Array (PDA) gebildet ist.

33. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 31, dadurch gekennzeichnet, daß der Detektor (20) durch ein Charged-Coupled Device (CCD) gebildet ist.

34. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 33, dadurch gekennzeichnet, daß ein Monitorsensor zur Überwachung der Helligkeit der Lichtquellen (10, 11) vorgesehen ist.

35. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 34, dadurch gekennzeichnet, daß ein Papillarliniensensor

(24) mit einer Kamera (22) zur optisch berührungslosen Erfassung der charakteristischen Linienmuster der Haut (5) vorgesehen ist.

36. Vorrichtung nach Anspruch 35, dadurch gekennzeichnet, daß ein Strahlteiler zur Einblendung des von der Lichtquelle (10, 11) erzeugten Lichts und des zu messenden Streulicht in den objektseitigen Strahlengang des Papillarliniensensors (24) vorgesehen ist.

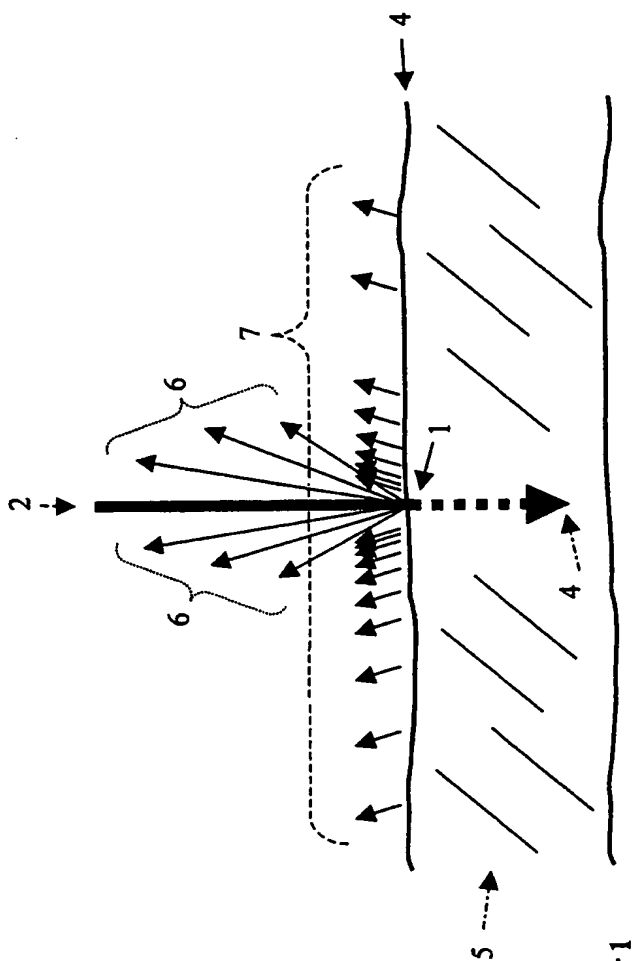
37. Vorrichtung nach Anspruch 35 oder 36, dadurch gekennzeichnet, daß der Detektor (20) durch die Kamera (22) des Papillarliniensensors (24) gebildet ist.

38. Vorrichtung nach Anspruch 37, dadurch gekennzeichnet, daß die Kamera (22) zur Aufnahme sowohl des Beleuchtungsmusters (8) als auch des von der Detektionsstelle (9) abgestrahlten Streulichtes (7) vorgesehen ist.

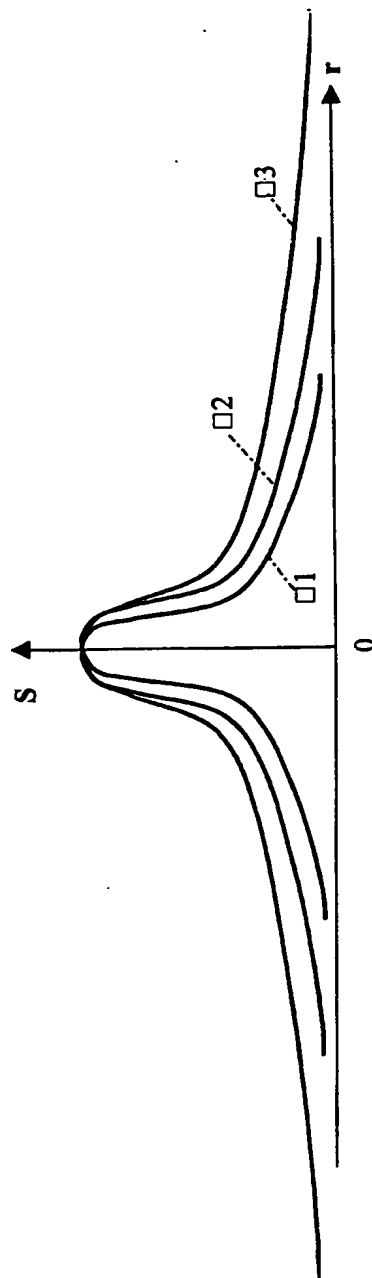
39. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 35 bis 38, dadurch gekennzeichnet, daß im Beleuchtungsstrahlengang und im Detektionsstrahlengang jeweils ein Polarisationsfilter (23) angeordnet ist.

40. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 24 bis 39, dadurch gekennzeichnet, daß der Linse (13) eine zentrale kreisförmige Abblendung (27) zugeordnet ist, und daß mehrere Lichtquellen (10, 11) in unterschiedlichen Abständen auf der optischen Achse angeordnet sind.

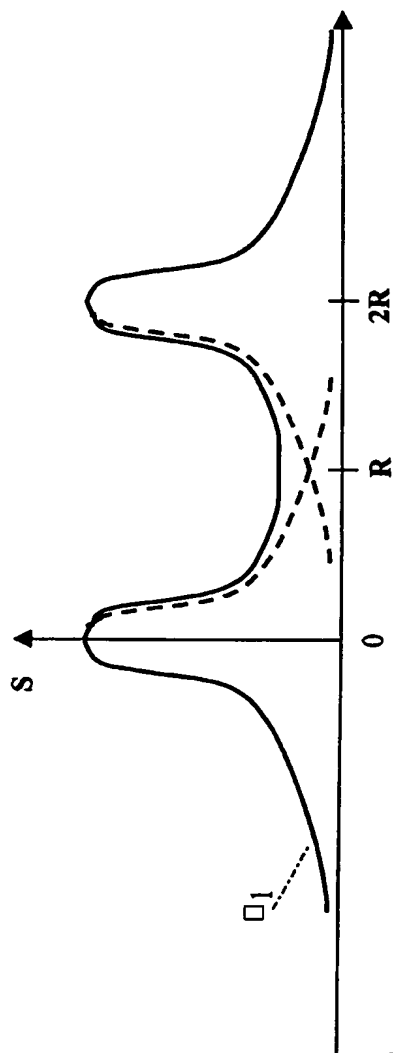
Hierzu 6 Seite(n) Zeichnungen



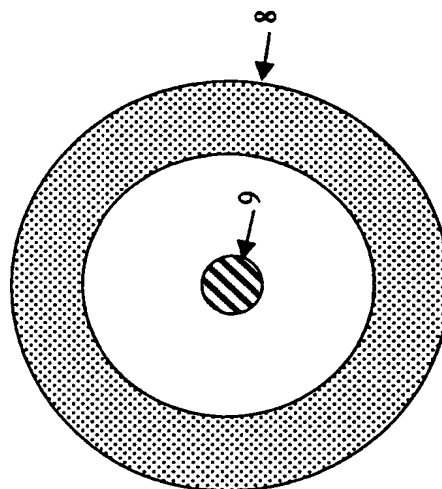
Figur 1



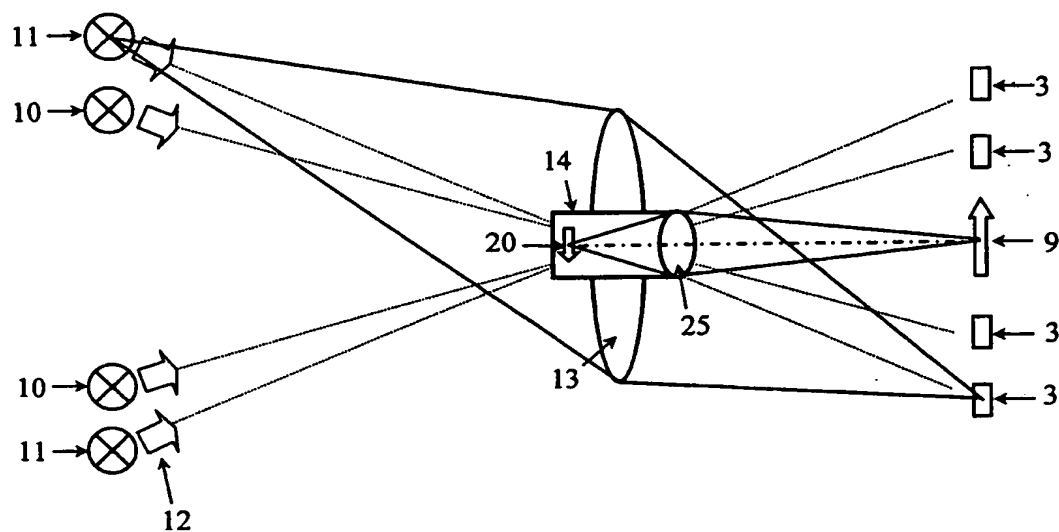
Figur 2



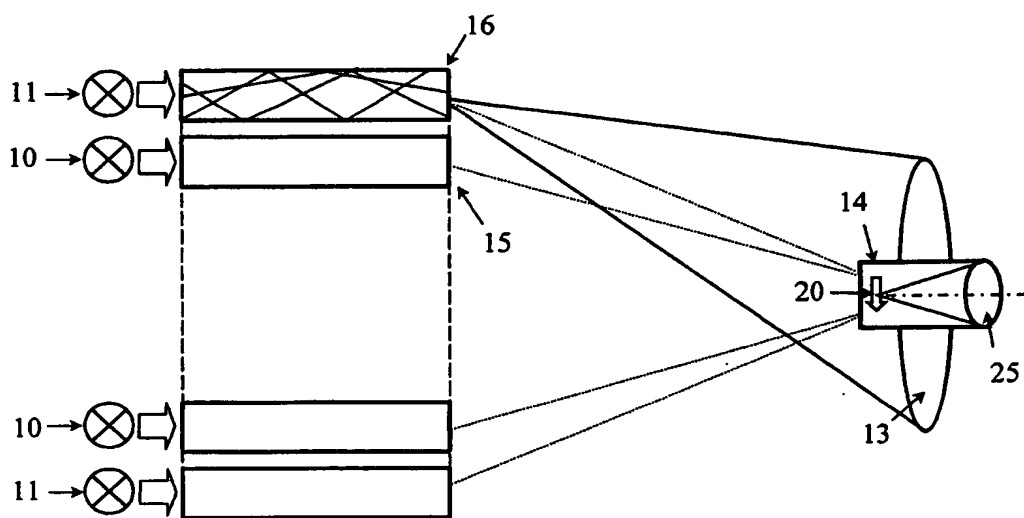
Figur 3



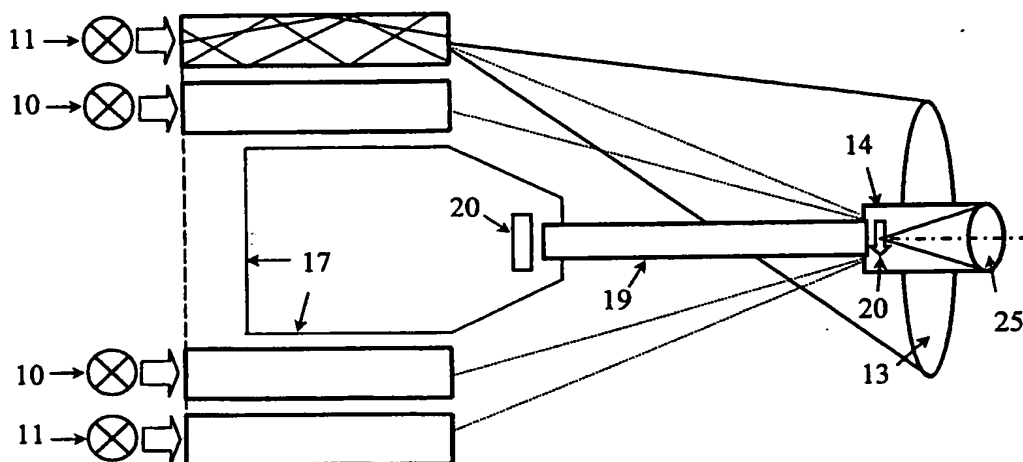
Figur 4



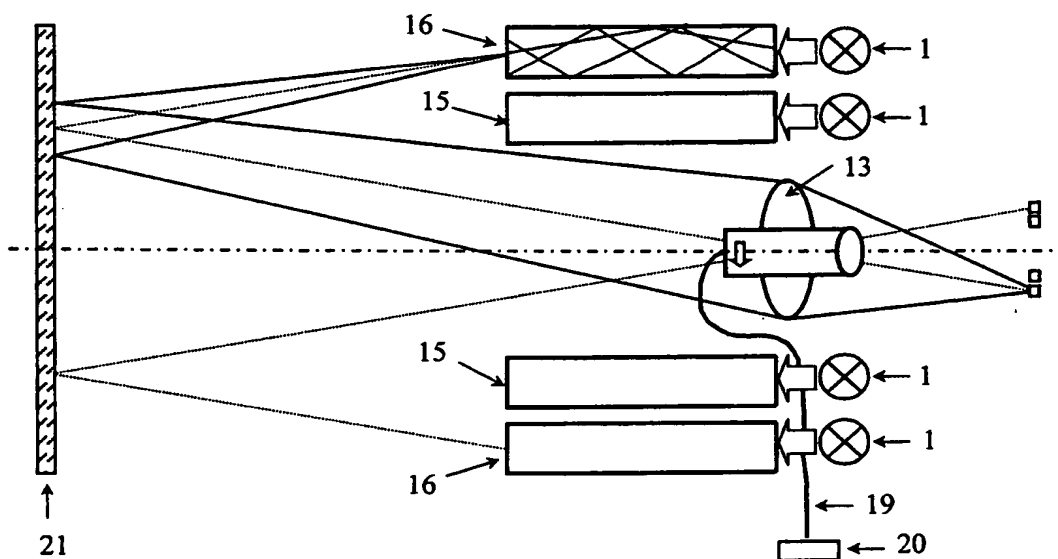
Figur 5



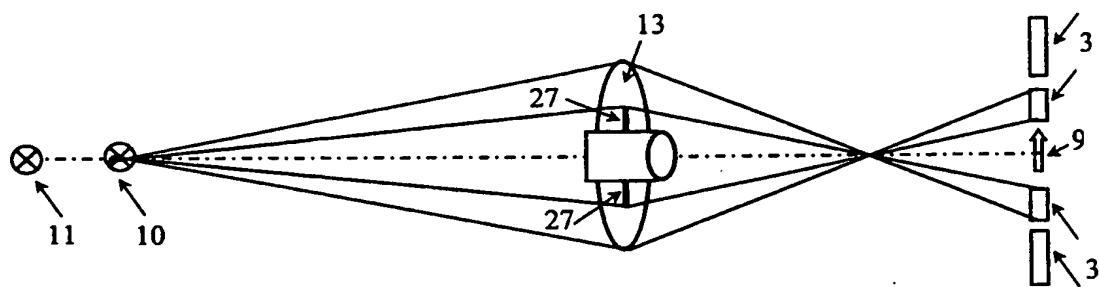
Figur 6



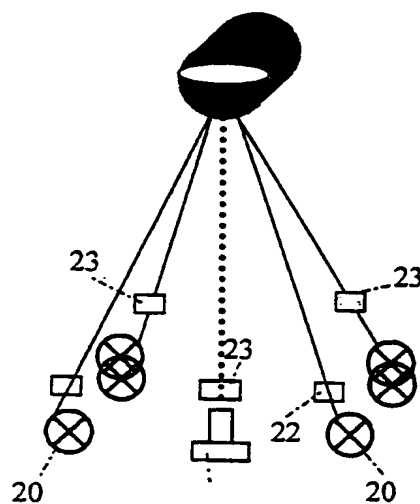
Figur 7



Figur 8



Figur 9



Figur 10